

ULTRASONIC APPARATUS FOR TREATMENT

Publication number: JP2000126185

Publication date: 2000-05-09

Inventor: AZUMA TAKASHI; KAWABATA KENICHI; UMEMURA SHINICHIRO; SASAKI KAZUAKI; KURODA KATSUHIRO; SHINOMURA RYUICHI; MIWA YUICHI; ISHIDA KAZUNARI; KUBOTA JUN

Applicant: HITACHI LTD; HITACHI MEDICAL CORP

Classification:

- international: **H04N7/18; A61B8/12; A61B18/00; A61N7/02; A61B17/00; A61B19/00; H04N7/18; A61B8/12; A61B18/00; A61N7/00; A61B17/00; A61B19/00; (IPC1-7): A61B8/12; A61B18/00; H04N7/18**

- European: A61N7/02C

Application number: JP19980303616 19981026

Priority number(s): JP19980303616 19981026

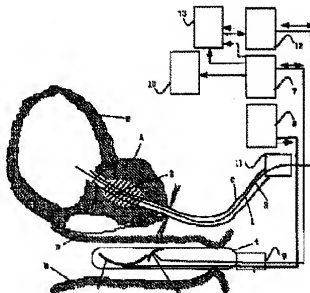
Also published as:

EP1132054 (A1)
WO0024328 (A1)
US6511428 (B1)
CN1342057 (A)
CN1189135C (C)

Report a data error here

Abstract of JP2000126185

PROBLEM TO BE SOLVED: To achieve a higher precision of checking a part to be irradiated with a focused ultrasonic wave by providing a second ultrasonic transducer in a celomic catheter with a first ultrasonic transducer for irradiation of the focused ultrasonic wave for treatment while the second ultrasonic transducer is driven during the shooting period. **SOLUTION:** In the ultrasonic treatment of prostatomegaly or the like, firstly, a catheter 1 containing an ultrasonic transducer 2 is inserted into a urethra and an ultrasonic irradiation applicator 4 for treatment into a rectum separately. Then, a scanning operation of a photographing means 10 is implemented using a probe 6 for ultrasonic diagnosis in the applicator 4 and the obtained ultrasonic tomographic image near the prostate is shown on an image display part 10. The position of the applicator 4 is adjusted so that the geometric focus of the focusing type ultrasonic transducer 5 in the applicator 4 reaches a part to be treated using the ultrasonic tomographic image obtained. Thereafter, the focusing type ultrasonic transducer 5 is made to irradiate the ultrasonic wave for treatment.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード(参考)
A 6 1 B	8/12	A 6 1 B	8/12
	18/00		17/36
H 0 4 N	7/18	H 0 4 N	7/18
			3 3 0
			Q 5 C 0 5 4

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願平10-303616
 (22) 出願日 平成10年10月26日(1998.10.26)

(71) 出願人 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地
 (71) 出願人 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 (72) 発明者 東 隆
 東京都国分寺市東恋ヶ丘一丁目280番地
 株式会社日立製作所中央研究所内
 (74) 代理人 100068504
 弁理士 小川 勝男

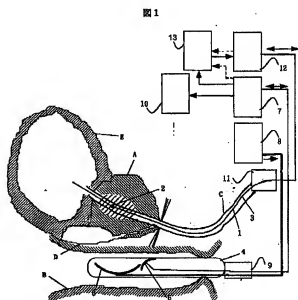
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 治療用超音波装置

(57) 【要約】

【課題】 前立腺超音波治療中に尿道と超音波照射焦点の相対的位置、温度を観察し、かつ治療部位を効果的に制御することを目的とする。

【解決手段】 超音波を発生する手段2および超音波を検知する手段2の少なくとも一つを有するカテーテル1と診断装置7および10、収束超音波発生源5で装置を構成する。治療部位の観察手段は尿道内。収束超音波焦点位置観察の手段は尿道内カテーテル中センサ。本発明は該手段のすくなくとも一つは有する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】治療用の収束超音波を照射するための第1の超音波トランスデューサと、該超音波トランスデューサと一体に移動するように配置された超音波プローブと、前記収束超音波の照射目的部位付近に挿入するための体腔内カテーテルと、前記超音波プローブにより撮像用超音波を繰り返し送波させてその反射波の受信信号から方位方向に順次スキャンされた反射波応答を得て超音波断層像を形成する撮像手段とを有する治療用超音波装置において、前記体腔内カテーテルには第2の超音波トランスデューサを備え、かつ前記超音波撮像手段による撮像の期間中に該第2の超音波トランスデューサを駆動して超音波を発生させる駆動手段とを有し、前記撮像手段は前記第2の超音波トランスデューサから発せられる超音波に起因する音源像を前記超音波断層像に重畳するよう構成されたことを特徴とする治療用超音波装置。

【請求項2】前記駆動手段は前記第2の超音波トランスデューサをパルス状に駆動し、もって前記撮像手段は該第2の超音波トランスデューサから発せられるパルス状超音波に起因する点状の音源像を前記超音波断層像に重畳することを特徴とする請求項1記載の治療用超音波装置。

【請求項3】前記駆動手段は前記撮像手段の繰り返し送波に対する前記第2の超音波トランスデューサの駆動のタイミングを調整可能に設定する設定手段を具備することを特徴とする請求項2記載の治療用超音波装置。

【請求項4】前記駆動手段は該撮像用超音波が前記第2の超音波トランスデューサに到達したことを検出して直ちに該第2の超音波トランスデューサを駆動することを特徴とする請求項2記載の治療用超音波装置。

【請求項5】治療用の収束超音波を照射するための第1の超音波発生源と、該収束超音波の照射目的部位付近に挿入するための体腔内カテーテルとであって第2の超音波発生源を備えるものとを有し、該第1の超音波発生源から発生する超音波と該第2の超音波発生源から発生する超音波との合成により定在波を生じるよう構成されたことを特徴とする治療用超音波装置。

【請求項6】前記第2の超音波発生源から発生する超音波の周波数は前記第1の超音波発生源該から発生する超音波の周波数の2n倍あるいは1/2n倍(nは1以上の整数)である請求項5記載の治療用超音波装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は治療のために収束超音波を照射する治療用超音波装置、特にその治療の補助的役割を果たす体腔内カテーテルを備えたものに関する。

【0002】

【従来の技術】超音波は、体外あるいは体腔内から収束

させることにより侵襲性の低い治療を行うことが原理的に可能である。直腸内に配置した超音波発生器を用いた泌尿器領域の部位の治療についても従来から超音波を用いた装置が考案されてきた。

【0003】例えば、前立腺は直腸内に配置した超音波発生器を用いて治療可能である。前立腺に関する疾患で超音波による治療が適する例としては、前立腺肥大症が挙げられる。前立腺肥大症は前立腺の少なくとも一部が肥大することで尿道が屈曲し、患者に顕著な尿流の閉塞、切迫尿、頻尿をもたらす疾患であり、治療法としては外科手術により患部を除去する手法、レーザー照射により患部を焼き切る手法などが考案されている。これらの手法に対し、アメリカ合衆国特許5676692号に示されるように、より簡便でまた早い術後の回復が期待できる手法として、収束超音波を用いた治療装置が考案されている。この治療装置は、治療用の連続波の発生および超音波断層像を得るためのパルス波の発生という二つの役割を併せもつ収束型超音波発生源を含む治療用プローブ、および治療用プローブに接続された超音波診断装置と収束超音波発生用の電源、超音波を反射することを特徴とする尿道用カテーテルから構成されている。治療は、まずカテーテルを尿道から膀胱まで入れた状態で超音波断層装置プローブを直腸に挿入し、前立腺付近の超音波断層像を得、治療予定部位をあらかじめ決定しておく。次に、治療用プローブを直腸に挿入し、治療用プローブからの超音波パルス信号により前立腺付近の超音波断層像を得る。本治療装置においては、超音波断層像用超音波発生源は連続波を照射する治療用超音波発生源を兼ねることから、診断画像用のパルス波発生に最適化することが困難であり、良質な断層像を得ることが困難である。

このため、本治療装置においては超音波を反射する特徴を有するカテーテルを用いて、カテーテルから強い反射信号が得られるよう構成されている。カテーテルの位置を断層像中で確認することにより、先ほどの超音波断層装置プローブを用いて得られた断層像中において示された治療予定部位の、本治療装置を用いて得られた断層像中での位置を確認する。以上の操作の後に、治療用プローブから治療用超音波を治療予定部位に照射する。一回の超音波照射は通常数秒間であり、複数の部位を治療する場合には、通常十数秒間の間隔を設ける。治療効果は、超音波照射により組織が熱凝固する温度以上に加熱されることにより得られると考えられている。

【0004】一方、生体に超音波照射を行った場合には加熱効果以外に、キャビテーションと呼ばれる気泡が生成し成長の後圧壊する現象が生じることも知られている。このキャビテーション現象により化学的作用や機械的作用が得られることから、超音波を用いた治療においてもキャビテーションを積極的に生成してその化学的作用や機械的作用単独あるいは超音波の加熱効果と組み合わせることにより治療効果を得ることが考えられる。直

腸内から前立腺等に向けて超音波を照射する場合には超音波は進行波条件となる。しかしながら、通常キャビテーションは進行波条件で発生させることは難しい。キャビテーションを容易に生じさせるためには、超音波を反射させる物質等を用いて定在波条件で超音波照射を行うことが有効であることが知られている。アメリカ合衆国特許5676692号に示される治療法において、超音波を反射する特徴を有するカテーテルを用いているのは、このキャビテーション効果も意図している。すなわち、カテーテルより治療用超音波発生源側においては直接治療用超音波発生源から到達する超音波と、カテーテルからの反射波の重ねあわせで温度上昇が効率的に達成されるが、それに加えて治療用超音波発生源からの進行波とカテーテルからの反射波によって定在波が立つことでキャビテーション効果も促進される。

【0005】このキャビテーション技術に関しては特願平4-246179号公報に示されているように、ひとつの周波数成分にその倍周波を重畳することにより、進行波条件においても、キャビテーションに有利な波形を持つ超音波を得られることが公知となっている。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】従来の収束超音波を用いた前立腺肥大症に関する治療法には大きくわけて3つの課題がある。

【0007】まず一つ目の課題として治療中に前立腺の様子を確認出来ないことがあげられる。前立腺が肥大した場合には、肥大部位を削除しても、通常一定期間が経過した後には再発するため、何度も治療を行う必要がある。治療間隔を広げるには、一回の治療でなるべく広い領域の肥大部位を除去することが望ましい。一方、術後のquality of lifeを高めるためには、括約筋や、精囊の出口などに対する超音波照射は避けることが望ましい。従来の治療装置においては、診断像を得るための超音波より治療用の収束超音波のエネルギーがはるかに大きいため治療用超音波の反射波、散乱波などにより治療用超音波を照射中には組織断層像を得ることが出来ない。このため従来の装置を用いて照射中の突発的な位置のずれに対処することは困難であり、術後のquality of lifeの高い治療を目指す場合には、超音波照射を避けるべき部位のみならずその部位から一定範囲（例えば2cm）を避けた狭い部分にしか超音波を照射することができない。以上述べたように、従来の装置においては、治療中に前立腺の様子を確認できないため、quality of lifeの重視と、広範囲に渡る前立腺の切除を両立することが困難という課題があった。

【0008】二つ目の課題として、収束超音波のもつエネルギーが効率的に治療部位に集中していないという事があげられる。従来技術では定在波を尿道内カテーテルからの反射波に頼っているが、反射波であるのでその振幅、放射方向が制御できない。カテーテルからの反射に

頼らないキャビテーションの促進が望まれている。

【0009】三つ目の課題としては治療部位、範囲の制御が困難であることがあげられる。一般に治療に用いる超音波の強度は、組織の温度を数秒間で組織の凝固温度以上にすることができ、組織の凝固を超音波画像上の変化により確認することは通常困難であるため、低すぎないよう余裕を持たせた超音波強度を用いる必要がある。しかしながら、このように超音波強度を術前に決めた値に固定して治療を行うと、条件によっては超音波強度が大きすぎて、超音波の焦点付近で沸騰がおき、気泡が生成することがある。気泡が生成した場合に、超音波のエネルギーは手前に反射され、このため焦点の手前に超音波強度の高い部位が生じてしまう。焦点の手前に生じた超音波強度の高い部位において沸騰がおき、気泡が生じ、さらに手前に超音波強度の高い部位が生じることから、焦点付近で沸騰が生じてしまうと、超音波強度の高い部位が次々に焦点手前に出現することになる。この現象が生じると、超音波による凝固が雪崩的におきて凝固部位がどんどん手前に広がってしまい、ひどい場合には直腸壁まで熱変性してしまう。このような気泡の生成による雪崩的な凝固部位の拡大に対して、従来の治療装置は対処することが不可能であった。

【0010】したがって、本発明の目的のひとつは収束超音波の照射部位の確認の精度が高く、もって治療の効率をあげることの容易な治療用超音波装置を提供することにある。

【0011】さらにキャビテーションの発生制御が容易な治療用超音波装置を提供することにある。

【0012】さらに過度の照射、ひいては気泡の発生による沸騰域の拡大等により目的外の部位に不要で有害な熱変性を惹起するという事態を未然に防止できる超音波治療装置を提供することにある。

【0013】

【課題を解決するための手段】本発明は、治療用の収束超音波を照射するための第1の超音波トランスデューサと、該超音波トランスデューサと一体に移動するように配置された超音波プローブと、前記収束超音波の照射目的部位付近に挿入するための体腔内カテーテルと、前記超音波プローブにより撮像用超音波を繰り返し送波させてその反射波の受信信号から方位方向に順次スキャンングされた反射波応答を得て超音波断層像を形成する撮像手段とを有する治療用超音波装置において、前記体腔内カテーテルには第2の超音波トランスデューサを備え、かつ前記超音波撮像手段による撮像の期間中に該第2の超音波トランスデューサを駆動して超音波を発生させる駆動手段とを有し、前記撮像手段は前記第2の超音波トランスデューサから発せられる超音波に起因する音源像を前記超音波断層像に重畳するよう構成されたことを特

徴とする。

【0014】上記音源像はたとえ収束超音波の照射期間中であっても明確に第2の超音波トランスデューサの位置（上記撮像手段の超音波断層像上の位置、ひいては治療用の収束超音波に対する相対位置）を現すので、カテーテルを体腔内のある深さにすることにより上記第2の超音波トランスデューサの位置を照射目的部位の近傍に予めセットしてから撮像を行えば上記音源像を参照して収束超音波が正しく目的部位に照射されるかをモニタでき、照射の最中でもモニタできる。

【0015】上記第2の超音波トランスデューサを連続波で駆動すると上記音源像は線状となり、第2の超音波トランスデューサの存在する方位のみを現すことになる。そこで、より好ましくは、駆動手段はパルス状に第2の超音波トランスデューサを駆動するものとし、さらに上記撮像手段の送波くりかえしに對し駆動タイミングを調整可能に設定する設定手段を設ける。これにより上記音源像はトランスデューサの方位のみでなく深さ方向の情報をもつ点状の像になる。また、予め超音波断層像を観察しながら反射波による第2の超音波トランスデューサの像とパルス波駆動による上記音源像が重なるように上記設定手段を調整し、その後、その設定のままトランスデューサのパルス駆動と断層像の撮像を繰り返せば、上記音源像は正しく上記第2のトランスデューサの位置を示し続けることになる。

【0016】上記のような手動のタイミング設定をするための設定手段を備えた構成に代えて、超音波プローブからの撮像用超音波が上記第2のトランスデューサに到達したことを検出すると直ちに第2の超音波トランスデューサを駆動するように駆動手段を構成してもよい。いずれの構成でも、反射波応答のみでなく第2の超音波トランスデューサ自体が発信するパルス超音波による音源像が超音波断層像の上に現れるので、治療用超音波の照射により断層像が多少乱されても挿入された第2の超音波トランスデューサの位置を明確に示すことができ、ひいては治療用の収束超音波が正しい位置に照射されているかをモニタすることができる。

【0017】本発明の別の特徴にしたがう超音波治療装置は、治療用の収束超音波を照射するための第1の超音波発生源と、該収束超音波の照射目的部位付近に挿入するための体腔内カテーテルであって第2の超音波発生源を備えるものとを有し、該第1の超音波発生源から発生する超音波と該第2の超音波発生源から発生する超音波との合成により定在波を生じるよう構成されたことを特徴とする。これによりキャビテーションの発生制御が容易、適正な治療が可能となる。なお、上記第2の超音波発生源から発生する超音波の周波数は上記第1の超音波発生源該から発生する超音波の周波数の2n倍あるいは1/2n倍（nは1以上の整数）であるのが好ましい。

【0018】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照しながら本発明の好適な実施の形態について説明する。

【0019】図1は第一の実施の形態における医療用カテーテルを具備する治療装置の構成を示す図である。本治療装置は、尿道用カテーテル1、直腸用超音波治療アプリケーション4、超音波撮像手段7、治療超音波用波形成装置8、超音波治療アプリケーション4の位置制御部9、画像表示部10、カテーテル1内のトランスデューサ位置制御部11、カテーテル1内トランスデューサの駆動手段12から構成される。

【0020】図2は第一の実施の形態における尿道用カテーテルの構成を示す図である。外径5ミリメートル内径4ミリメートルのカテーテル外壁1内部に直径2ミリ長さ5ミリのPTT圧電素子（共振周波数4MHz）からなる超音波トランスデューサ2が配置されている。超音波トランスデューサに信号ケーブル3により図2の駆動手段1と接続される。また、カテーテル1を尿道内の所定の深さまで挿入した後、トランスデューサ位置制御部11によりトランスデューサ2のカテーテル内の位置を制御可能である。

【0021】図3は第一の実施の形態における治療用超音波照射アプリケーション4の構成を示す図である。直径4.0ミリメートルのPTT圧電素子（F値1、共振周波数3.3MHz）から構成される固定焦点の収束型超音波トランスデューサ5および撮像用超音波プローブ6がポリウレタン製カバー14内に配置されており、脱気水を満たせるよう構成されている。

【0022】超音波プローブ6は収束型超音波トランスデューサ5の焦点を含む断面の断層像を撮像可能なようにアプリケーション4内に配置された小型のコンベックス型超音波プローブであり、その配列振動子の共振周波数はトランスデューサ2と同じく4MHzである。図1の撮像手段は超音波プローブを用いてよく知られたコンベックススキニングの動作により超音波断層像を得る。すなわち、振動子群の選択切り替えにより送波口径を順次ずらしながら撮像用超音波パルスの送波を繰り返す。各送波後の受波期間においても同様な振動子群の選択が行われ、もって方位方向が順次スキニングされた反射波応答を得る。送波、受波とも適切な深度にフォーカシングした方が方位方向分解能の点で望ましいのもよく知られた通りである。画像表示部10は得られた超音波断層像を表示する。また、その表示画面には収束型超音波トランスデューサの幾何学焦点の位置がマークされている。

【0023】以下に本治療装置の動作について順を追って説明する。

【0024】（準備）まず、尿道にカテーテル1を挿入する。この状態で直腸内にアプリケーション4を挿入する。アプリケーション4内の超音波診断用プローブ6を用いた撮像手段10のスキニング動作を実施し、得られた

前立腺付近の超音波断層像を画像表示部10に表示する。次に断層像を見ながら治療部位とカテーテル外壁1との位置関係を記録する。特に断層像がわかりにくい時にはトランスデューサ2から診断用プローブ6と同じ周波数の超音波を照射しながらトランスデューサ2を動かすことで尿道の位置を手がかりに前立腺を探すことが補助とすることが可能となる。

【0025】(照準) 撮像用の超音波プローブ6により得られた超音波断層像を用いながら治療用超音波照射アプリケータ4内の収束型超音波トランスデューサ5の幾何学焦点が治療部位に来ようアプリケータ4の位置を調整する。次にカテーテル1内のトランスデューサ2の位置を尿道中前立腺近傍で、つまり治療部位近傍で固定し、トランスデューサ2を駆動手段12で駆動する。駆動法の詳細は後に詳述する。この駆動の間も撮像手段の撮像動作を続けることにより、超音波断層像にはトランスデューサ2が超音波を発すること起因する音源像が重畳する。ここで収束型超音波トランスデューサ5の幾何学焦点とこの音源像の相対的位置関係を記録する。前者の位置は画面上に予めマークされているので、簡単に以後者を新たに画面上にマークすればよい。なお、操作入力によりリセット可能な電気的なマーク手段を画像表示部10に設けることにより、上記音源像のマークの作業を容易にする事ができる。

【0026】(治療用超音波照射) 撮像手段による断層像表示とトランスデューサ2の駆動を行いながら、つまり収束型超音波トランスデューサ5の幾何学焦点とトランスデューサ2の位置を示す音源像との相対的位置関係を表示される断層像上でモニターしながら、収束型超音波トランスデューサ5から治療用超音波を照射する。典型的な照射条件は、焦点での超音波強度 $2\text{kW}/\text{cm}^2$ 、4秒間である。上記相対的位置関係が変化した場合、つまり音源像のマークに対し実際の音源像の出現位置がずれた場合には照射を中止する。

【0027】上記音源像は反射波ではなく、トランスデューサ2から発せられる超音波により生じるので、治療用の収束超音波の照射中でも断層像表示画面上に明確に現れ、適正な位置に照射していることのモニタが可能となる。なお、この音源像の出現位置がマーク位置からはずれたことを検出したら自動的に照射を中止するように装置を構成することもできる。

【0028】(照射領域走査) 断層像を観察しながら次の治療用超音波照射予定位置へ尿道内音源2を持っていき、画面上で尿道内音源2と治療用超音波焦点のずれを補正するようにアプリケータ位置制御部9に信号を送る。アプリケータが適切な位置に調節され、(照準)、(照射)、(走査)を繰り返すことで治療予定領域全域にわたっての治療用超音波照射が完了する。

【0029】次に本実施例のトランスデューサ2の駆動法を説明する。トランスデューサ2から発生させる超音

波信号は連続波とパルス波との2通りがある。連続波を採用した場合、トランスデューサ2の音源像は線状となり、トランスデューサ2の存在する方向のみを示すことになる。この連続波の周波数は、撮像用超音波プローブ6から送波するパルス状超音波の周波数と同一である。

【0030】一方パルス状超音波をトランスデューサ2から発生させれば、それにより画面上にあらわれる音源像は点状となる。この点状の音源像が画面上で正しくトランスデューサ2の位置、つまり方向と深度を示すためには、撮像手段7による超音波プローブ6の送波タイミングを基準に、正しいタイミングでトランスデューサ2を駆動しなければならない。図4を用いて説明する。超音波プローブ6から方位を変えて順次送波される超音波パルスのうちトランスデューサ2の方向に送波された超音波パルスaが時刻 T_0 で送波され、この超音波パルスが時刻 $T_0 + t_1$ でトランスデューサ2に到達したとすると、この時刻 $T_0 + t_1$ でトランスデューサ2をcに示すようにパルス駆動する。するとトランスデューサ2による反射波が超音波プローブ6に到達する時刻 $T_0 + t_2$ にトランスデューサ2の駆動による超音波パルスも超音波プローブ6に到達するので駆動による音源像はトランスデューサ2の位置を正しくしめる。このような正しい駆動タイミングを実現するため、本実施例では撮像手段7のスキャン開始を示すトリガ信号を基準として、これに対する駆動手段12の駆動波形の発生タイミングを設定する調整自在なタイミング設定手段13を備える。実際のタイミング調整は、駆動手段12によるパルス超音波駆動を行い、画像表示手段10に表示される超音波断層像を観察しながら行う。画面には反射応答によるトランスデューサ2の像と、トランスデューサ2のパルス駆動による像とが見れるが、両者が重なる時がタイミング調整が完了した時である。このようなタイミング調整はトランスデューサ2を移動させた度に、あるいは体動などで移動してしまっただけに行えば良い。

【0031】上記した構成に加え、超音波プローブ6からトランスデューサ2までの音波の到達時間を予め計測し、この時間だけ遅延したタイミングで駆動手段12によるパルス駆動を行う構成することも可能である。

【0032】さらに別の構成として、駆動手段12に超音波プローブ6からトランスデューサ2に向けて送出された撮像用の超音波パルスがトランスデューサ2に到達したことを検出し、検出したら直ちにトランスデューサ2を駆動する機能を持たせる構成も可能である。図5を用いて説明すると、超音波プローブ6からのパルス波eがトランスデューサ2で受波すると、その電気信号eが駆動手段12に入力し、駆動手段はそれをトリガとして直ちに駆動信号fによりトランスデューサ2を駆動する。この方法の場合図5の下部分に示すとおりトランスデューサ2からのパルスfの発信cは受波bにたいして多少の遅れを免れないが本治療装置の場合問題とはならない。

い。

【0033】このように尿道内音源をもちいることで、カテーテルが単なる反射物である場合に比べて、振幅及び放射方向を自由に制御出来る利点がある。

【0034】これらのようにパルスを用いる方法の他に連続波を用いる方法もSNの観点から有利である。連続波を用いる場合には超音波発生源2から発生させる超音波信号に変調をかけて、これを診断画面上でLock In検波することで、治療用超音波の影響でSNの悪い診断画面上においても十分に超音波発生源2の方向を観察することが可能となる。連続波をもちいると深さ方向の情報を失うので、それを補う方法として図8のように補助プローブ6bを用いることが望ましい。これは図3の体内内アプリータに補助プローブをつけたものである。二つの超音波プローブを用いることで、それぞれが方向に関する情報のみしか持たずとも診断画面上でその超音波音源2からの超音波到達方向にのびた線の交点として超音波発生源2の位置が求まる。図6を用いて説明すると超音波プローブ6aに因るbモード画像をg、超音波プローブ6bに因るbモード画像をhとする。このとき超音波音源2のつくる信号は画面上で、超音波プローブ6aのつくる線iと超音波プローブ6bの作る線jとなるので、その交点kがトランスデューサ2の位置と分かる。このとき補助プローブは診断画像を得るためのプローブではないので、体内内アプリータの体積を小さくするために、素子数の少ない小さいプローブであることが望ましい。

【0035】またトランスデューサ2から複数の周波数の超音波を同時に照射することも可能である。このトランスデューサ2は収束型超音波と同じ周波数、高調波、分調波を発生させ、治療用超音波が定在波となるなど、キャビテーションを起こすに有利なように操作することが可能となる。すなわち反射波に頼るよりはるかに多様でより好適なキャビテーションを生じしめることが可能となる。特にトランスデューサ2としてカテーテル方向に伸びた1次元アレイ構造のトランスデューサを用いることで収束超音波の入射方向にそのまま同周波数の超音波を返すなどキャビテーションに有利な音場を自在に作ることが可能となる。

【0036】次に図7を参照して第二の実施の形態について説明する。本実施の形態は治療用収束超音波照射中にその効果を観察する手段として用いられるものである。図7において、トランスデューサ2を音圧センサとして用いることで、収束超音波の焦点とトランスデューサ2の相対位置の変化をモニタすることが可能となる。図7は図1に音圧センサ信号処理部14を付け加えたもので、図1と同じ符号は同じ部品を示しており、この説明の重複箇所は省略されている。

【0037】(照準)第一の実施の形態と同様に超音波音源2の位置決めをおこなう。次にこの段階で収束超音

波を実際に照射する強度の1/10で照射し、音圧センサ信号を音圧センサ信号処理部14に入力。アプリータ位置と音圧強度の関係を一度アプリータ位置計算部15で処理し音圧最大となる場所にアプリータ4を固定。

【0038】(照射)収束超音波照射中も音圧をモニタし音圧が一定になるように保つことで、焦点位置がずれないことをモニタ出来る。また照射が終わって、次の場所に移るときカテーテル1内で、超音波発生源2を動かして、次に再び超音波強度が最大となるように焦点位置を調整することで、次の照射位置に移ることが容易となる。これを逐次行うことで尿道に沿った領域全域の前立腺を容易に治療することが容易となる。

【0039】次に第三の実施の形態を説明する。本実施の形態は治療用収束超音波照射中にその効果を観察する手段として用いられるものである。図7において、超音波発生源2に熱センサを付け加えることで、収束超音波の焦点と超音波発生源2の相対位置の変化をモニタすることが可能となる。この実施の形態においては音圧センサ信号処理部14は熱センサ信号処理部に置き換えられる。第二の実施の形態では音圧センサを用いたが、より直接的に治療用収束超音波照射の効果をみるために熱センサをもちいることが可能である。このとき治療部位の温度は蛋白質の凝固点以上、水の沸点以下(たとえば80度)となるように焦点位置、照射時間、照射強度をコントロールする。

【0040】本発明は、上記の特定の実施の形態に限定されるものでなく、その技術思想の範囲を逸脱しない範囲で様々な変形が可能である。

【0041】

【発明の効果】本発明をもってすると収束超音波照射中に治療部位を観察、照射照準の補正ができる。具体的には尿道内音源、尿道内センサを用いることで観察する。又、照準用緒音波を治療用収束型超音波に重ね合わせることでキャビテーション効果を増大させ治療効果を高めることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施態様の治療用超音波装置の構成図である。

【図2】体内内カテーテルの構造図である。

【図3】超音波アプリータの構造図である。

【図4】トランスデューサ2からのパルス波形のタイミングを示す波形図である。

【図5】家畜でのトランスデューサ2からのパルス波形のタイミングを示す波形図である。

【図6】トランスデューサ2から連続波を照射した場合の断面像を示す図である。

【図7】他の実施態様の治療用超音波装置の構成図である。

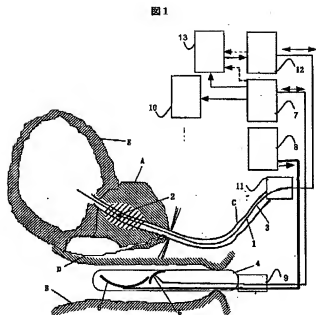
【図8】補助プローブ付き体内内アプリータの構造図である。

【符号の説明】

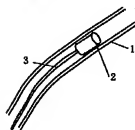
- 1…カテーテル
2…超音波トランスジューサ
3…信号ケーブル
4…超音波治療アプリータ
5…収束型トランスデューサ
6…撮像用超音波プローブ
7…撮像手段
8…治療超音波用波形発生装置

- 9…超音波治療アプリータ4の位置制御部
10…超音波診断装置画像処理部
11…カテーテル内トランスジューサ位置制御部
12…カテーテル内トランスジューサ駆動手段
13…タイミング設定手段
14…音圧センサ信号処理部
15…アプリータ位置計算部
16…ポリウレタン製カバー。

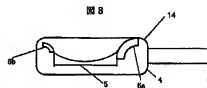
【図1】



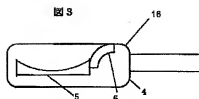
【図2】



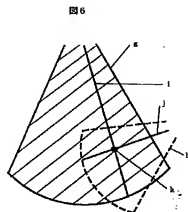
【図8】



【図3】

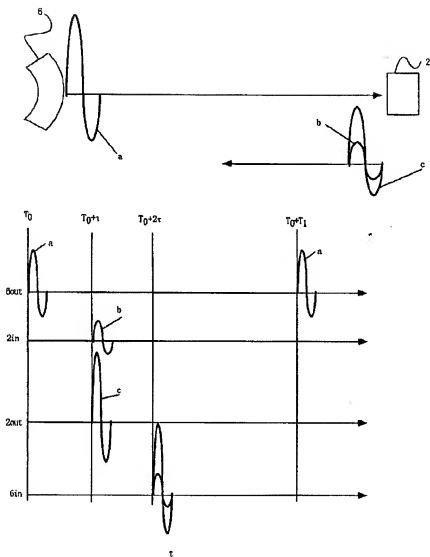


【図6】



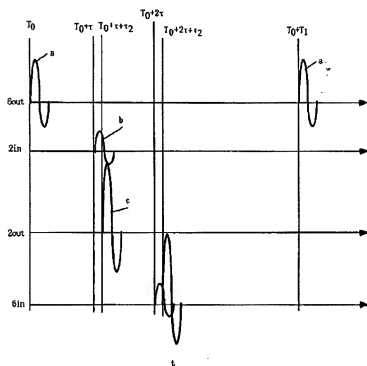
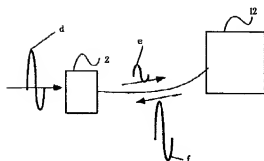
【図4】

図 4

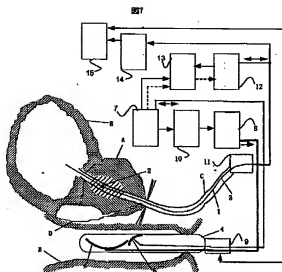


【图5】

图 5



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 川畑 健一

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内

(72)発明者 梅村 晋一郎

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内

(72)発明者 佐々木 一昭

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内

(72)発明者 黒田 勝広

東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株
式会社日立メディコ内

(72)発明者 篠村 隆一

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内

(72)発明者 三和 祐一

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内

(72)発明者 石田 一成

東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株
式会社日立メディコ内

(72)発明者 窪田 純

東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株
式会社日立メディコ内

Fターム(参考) 4C060 JJ25 JJ27

4C301 AA02 BB40 CC01 DD21 DD30

EE11 EE13 EE20 FF01 FF09

FF22 FF26 GB06 GD06 HH16

HH24 HH37 KK27 LL20

5C054 AA07 CA08 FD05 FE12 HA12